

テーマ： 逐次近似法を理解しよう!

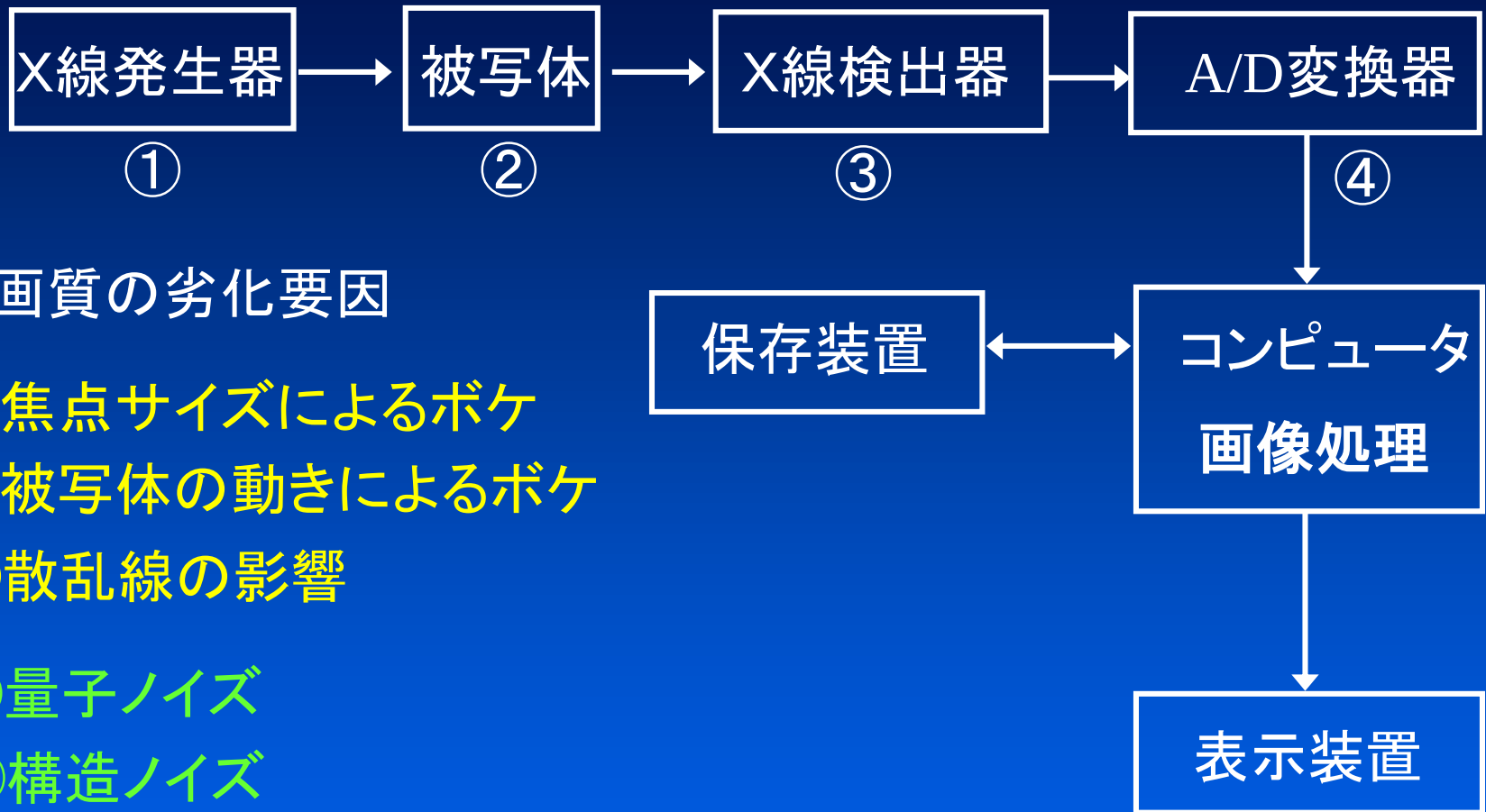
「フィルタによる画質改善」

広島国際大学 保健医療学部
診療放射線学科 川下郁生

本講演の内容

1. 画質劣化のモデル
2. 画質改善策
3. ボケ補正のための鮮鋭化
4. ノイズ低減のための平滑化
5. まとめ

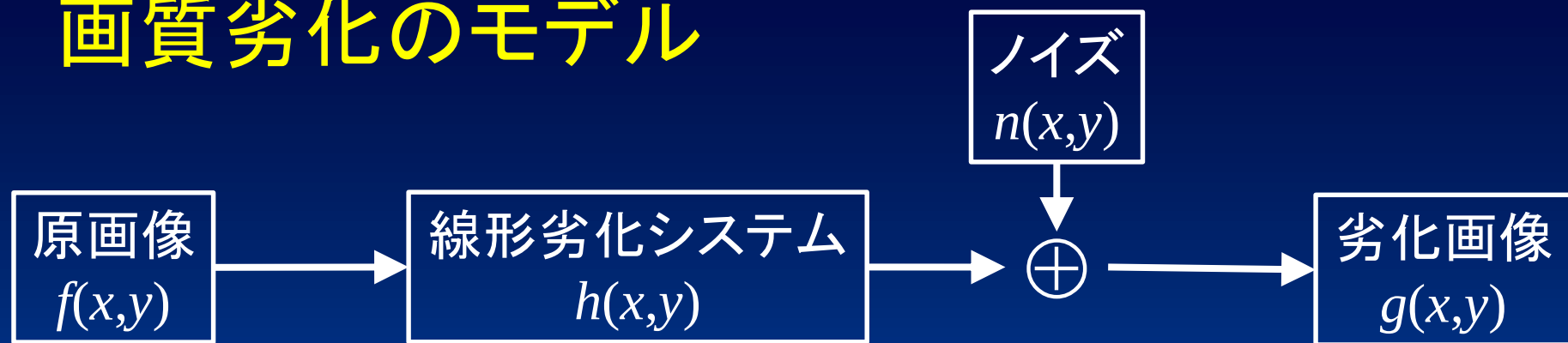
DRシステムの基本構成



主な画質の劣化要因

- ①焦点サイズによるボケ
- ②被写体の動きによるボケ
- ②散乱線の影響
- ①量子ノイズ
- ③構造ノイズ
- ③電気系ノイズ
- ③光量子ノイズ
- ④量子化誤差

画質劣化のモデル



$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(x - x', y - y') f(x', y') dx' dy' + n(x, y)$$

$$G(u, v) = H(u, v)F(u, v) + N(u, v)$$

逆フィルタ

$$I(u, v) = \frac{1}{H(u, v)}$$

復元フィルタ

$i(x, y)$

ウィーナフィルタ

$$I(u, v) = \frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + |N(u, v)|^2 / |F(u, v)|^2}$$

デジタル画像のMTF

$$MTF_{overall}(u, v) = \left[\frac{(MTF_D(u, v) MTF_S(u, v))}{\sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u - \frac{m}{\Delta x}, v - \frac{n}{\Delta y})} \right] \frac{MTF_F(u, v)}{MTF_{Disp}(u, v)}$$

$MTF_{overall}(u, v)$ オーバーオールMTF

$MTF_D(u, v)$ 検出器のMTF (アナログ)

$MTF_S(u, v)$ サンプリングアパーチャのMTF

$\sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u - \frac{m}{\Delta x}, v - \frac{n}{\Delta y})$ 標本化関数の周波数スペクトル

$MTF_F(u, v)$ フィルタのMTF

$MTF_{Disp}(u, v)$ ディスプレイのMTF

画質改善策

- 逆フィルタはノイズが考慮されていない。
処理過程でノイズが発生する場合は使用不可能
- ウィーナフィルタは検出器のボケ補正に有効。
ノイズ対策のため高周波成分が抑制される。



画質劣化を完全に復元できる手段はない。

ボケ補正(鮮鋭化)と平滑化(ノイズ抑制)を
組み合わせて行う必要がある。

画質改善策

ボケ補正： 鮮鋭化処理

空間フィルタ

- ・ ボケマスクフィルタ
- ・ 鮮鋭化フィルタ

空間周波数フィルタ

- ・ ボケマスクフィルタ
- ・ 高周波強調フィルタ

ノイズ低減： 平滑化処理

空間フィルタ

- ・ ガウシアンフィルタ
- ・ メディアンフィルタ
- ・ バイラテラルフィルタ
- ・ 逐次近似フィルタ
(TV法)

空間周波数フィルタ

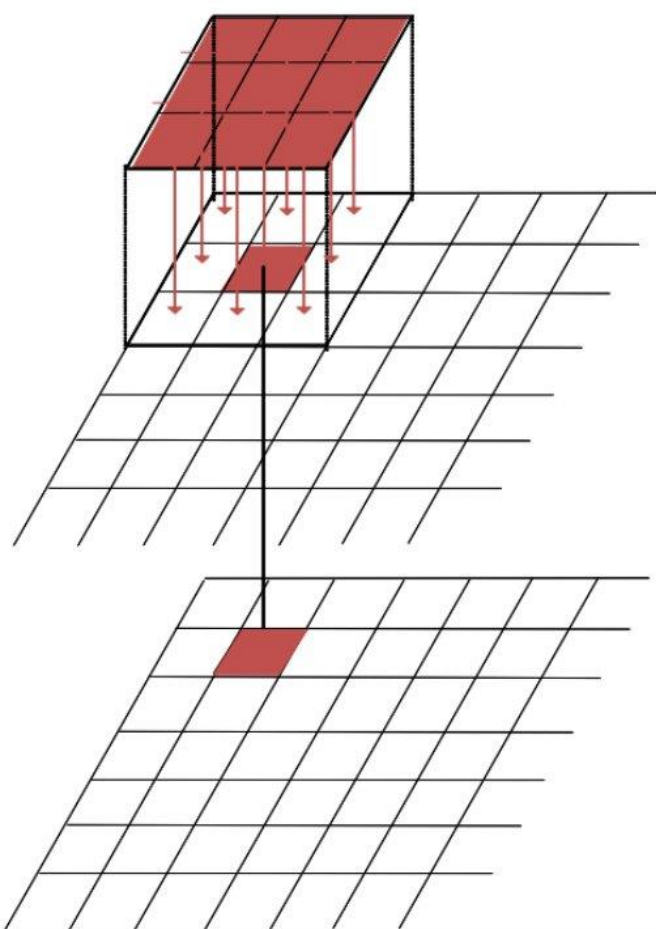
- ・ ガウシアンフィルタ
- ・ バターワースフィルタ

非線形

$$g(x,y) = f(x,y) + w\{f(x,y) - f_u(x,y)\}$$

空間フィルタと点広がり関数の関係

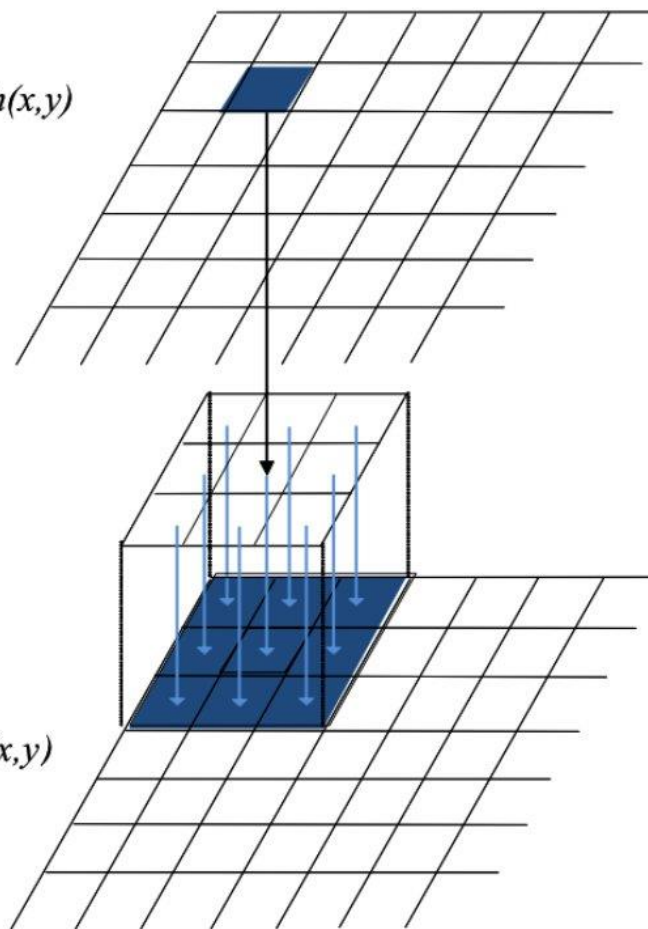
- PSFによるボケの発生と空間フィルタの畳み込み積分は同じ意味を持つ。



空間フィルタ: $h(x,y)$

原画像: $f(x,y)$

処理画像: $g(x,y)$



原画像: $f(x,y)$

点広がり関数 $h(x,y)$

処理画像: $g(x,y)$

$$g(x, y) = f(x, y) + w \{ f(x, y) - f_u(x, y) \}$$

空間フィルタ: ボケマスク処理

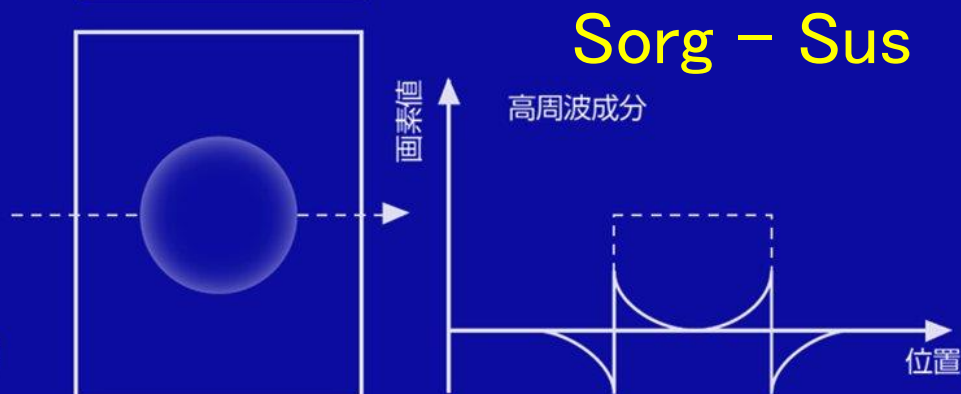
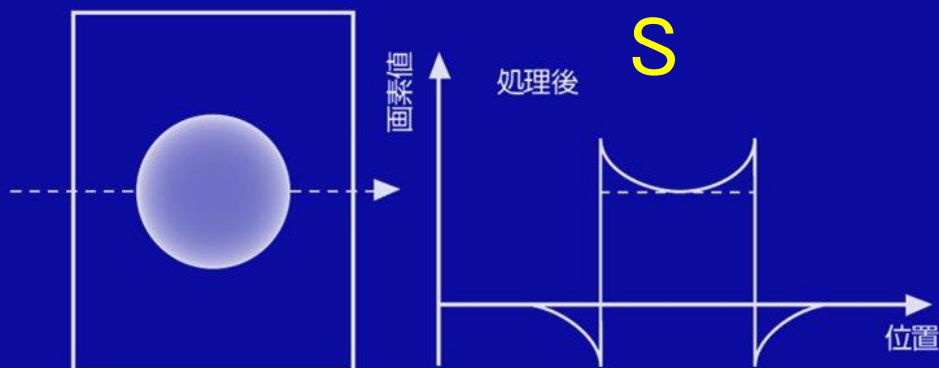
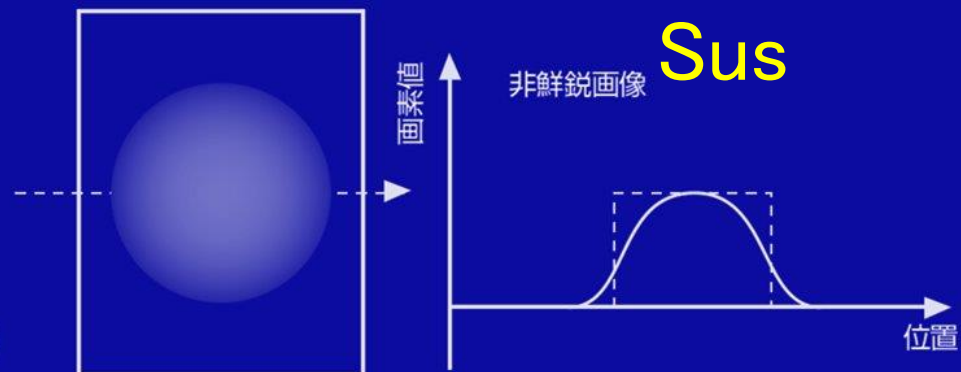
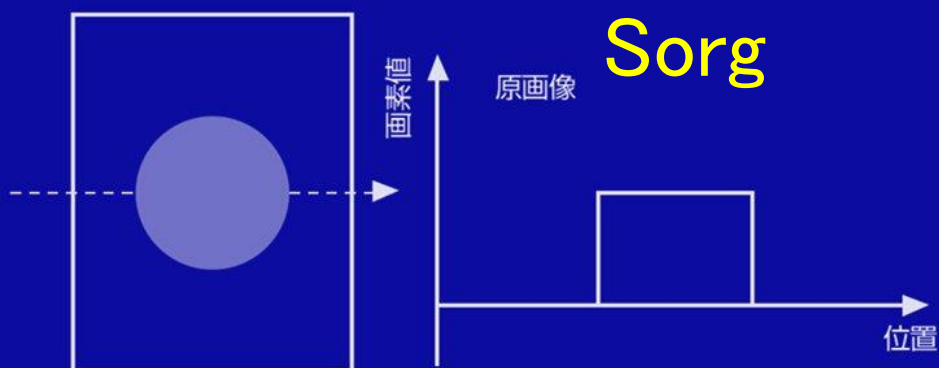
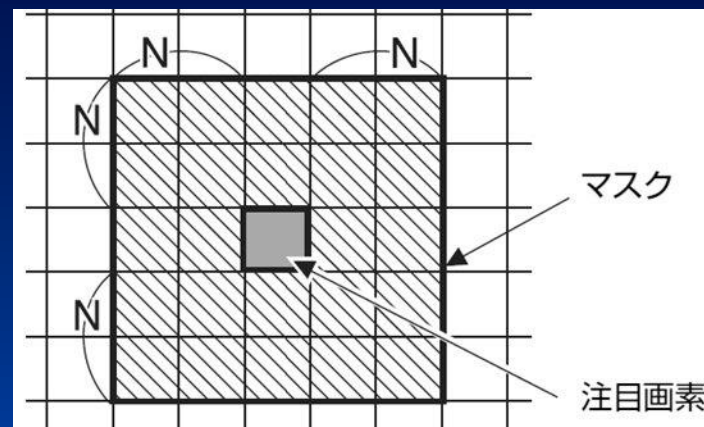
$$S = S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

S : 周波数処理画像信号

S_{org} : 原画像信号

S_{us} : 非鮮鋭画像信号

β : 強調係数



平均値フィルタ(3×3)を用いたボケマスク処理



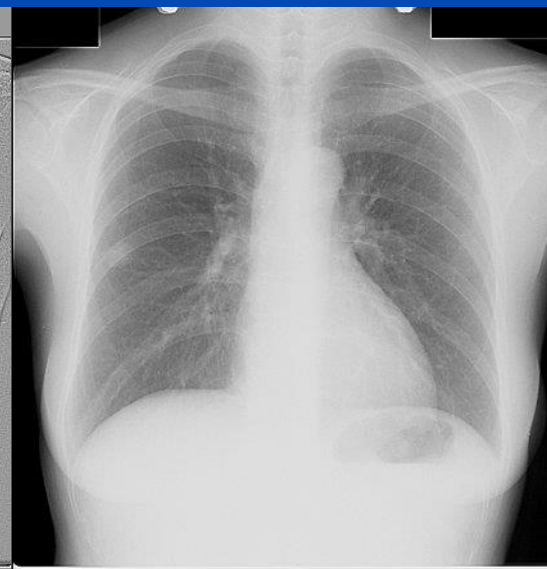
原画像



平滑化画像(3×3平均値フィルタ)



高空間周波数成分



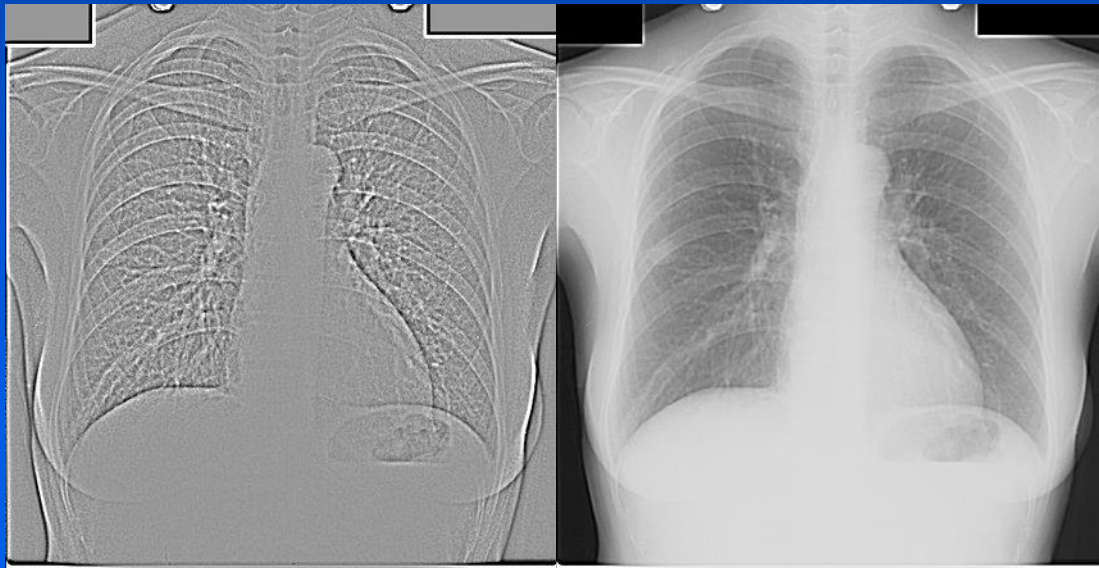
ボケマスク処理画像

平均値フィルタ(7×7)を用いたボケマスク処理



原画像

平滑化画像(7×7平均値フィルタ)



高空間周波数成分

ボケマスク処理画像

ボケマスキ処理



原画像



USM(3x3)



USM(7x7)

$$g(x, y) = f(x, y) + w \{ f(x, y) - f_u(x, y) \}$$

空間周波数フィルタ

ボケマスク処理

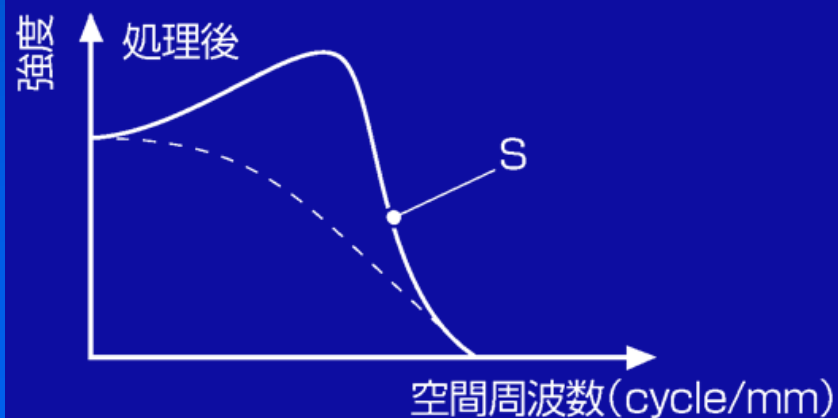
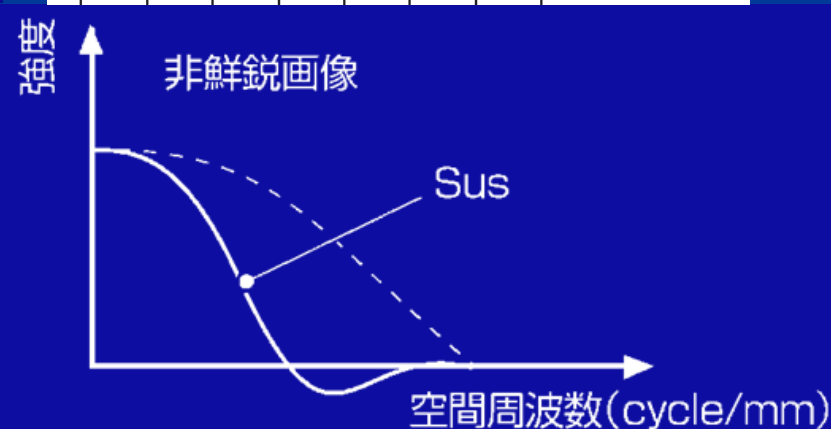
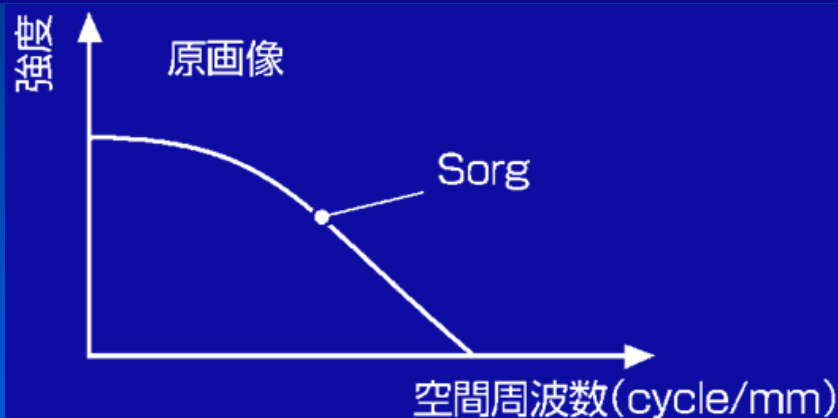
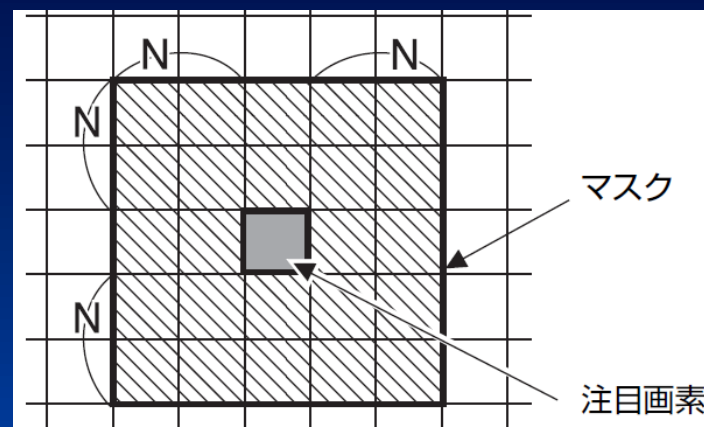
$$S = S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$$

S : 周波数処理画像信号

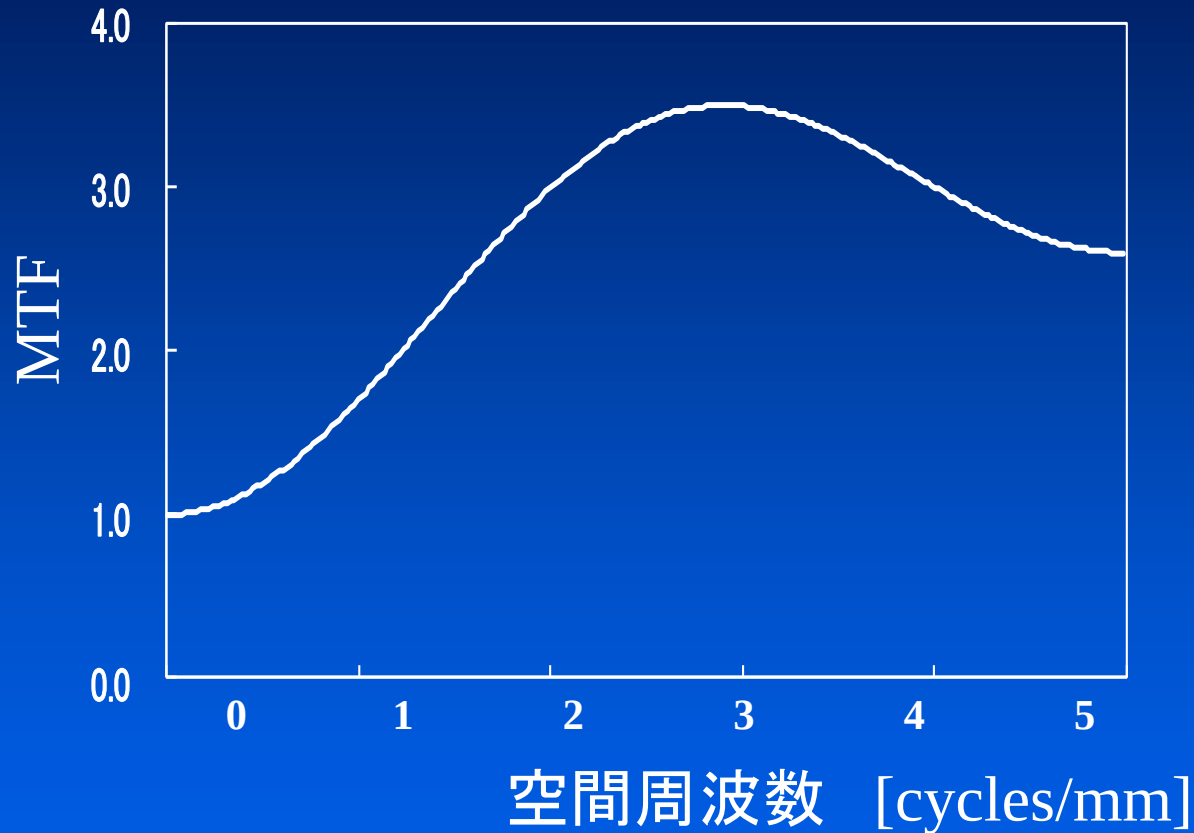
S_{org} : 原画像信号

S_{us} : 非鮮鋭画像信号

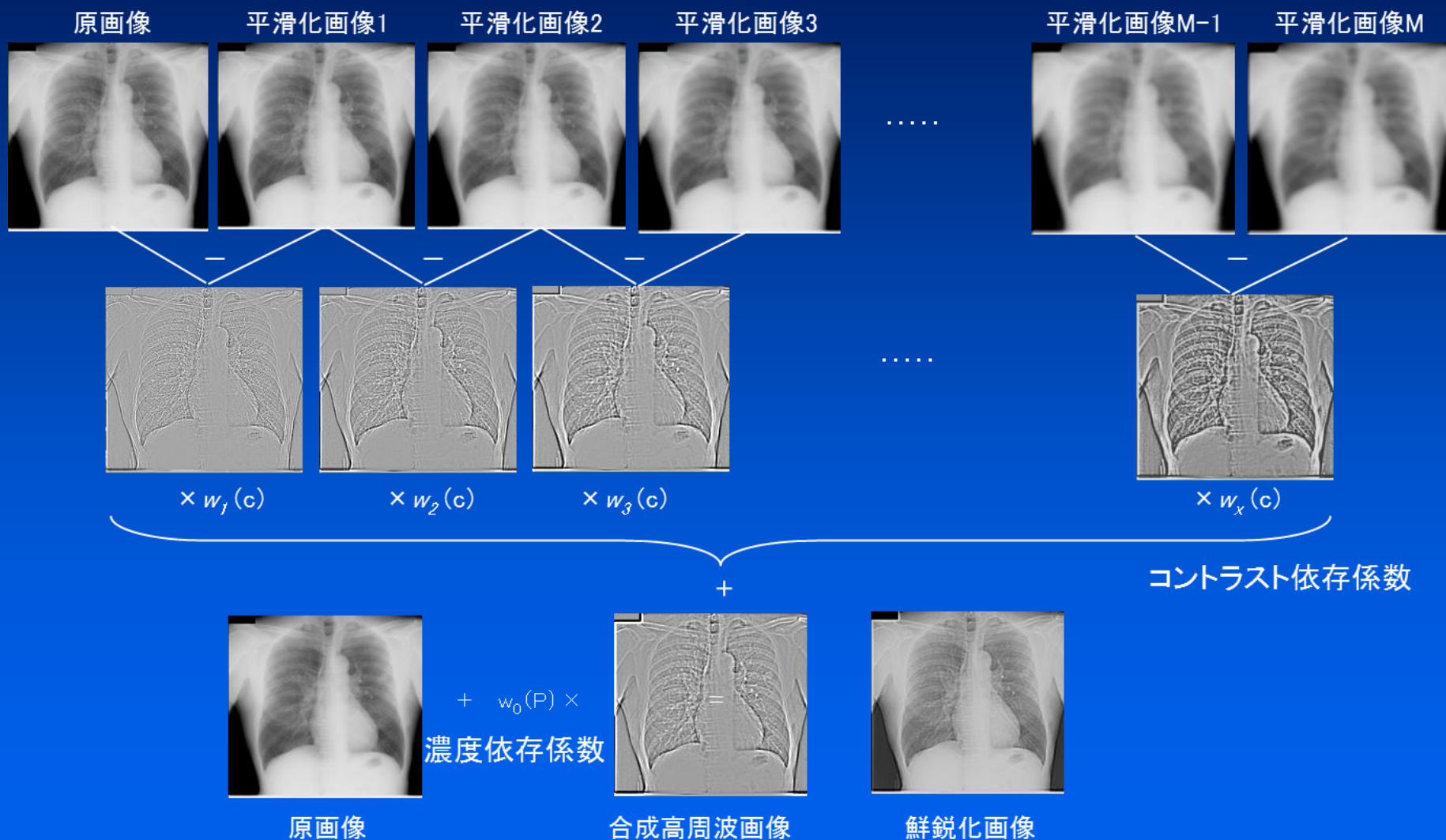
β : 強調係数



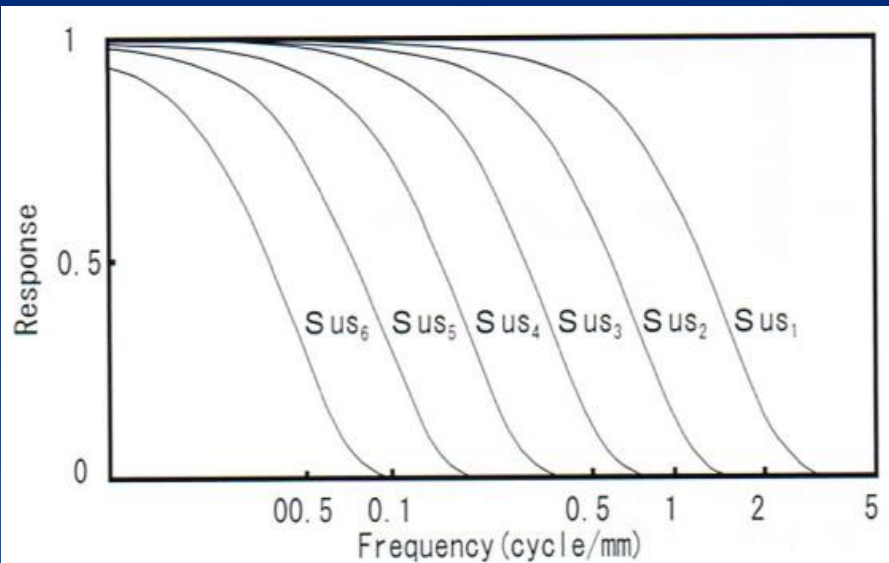
ボケマスク処理のMTF



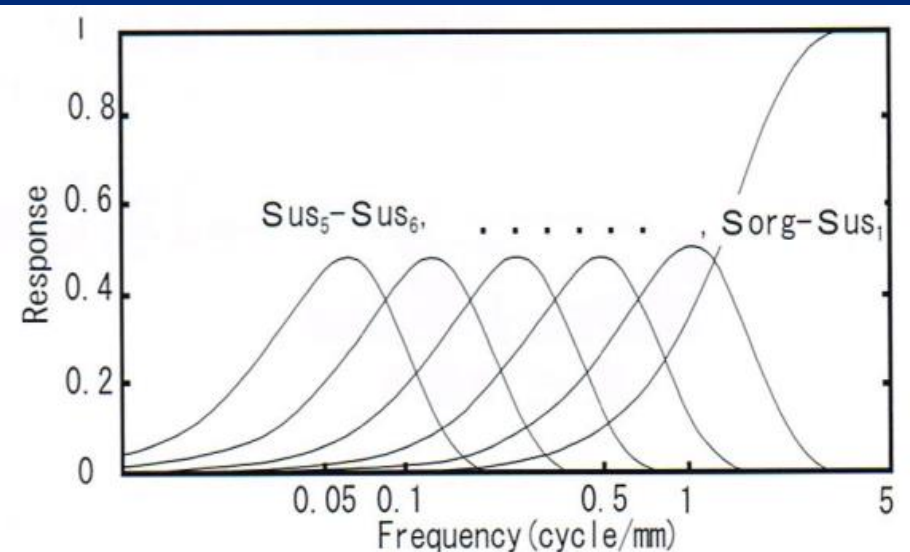
マルチ周波数処理の概要



マルチ周波数処理のレスポンス

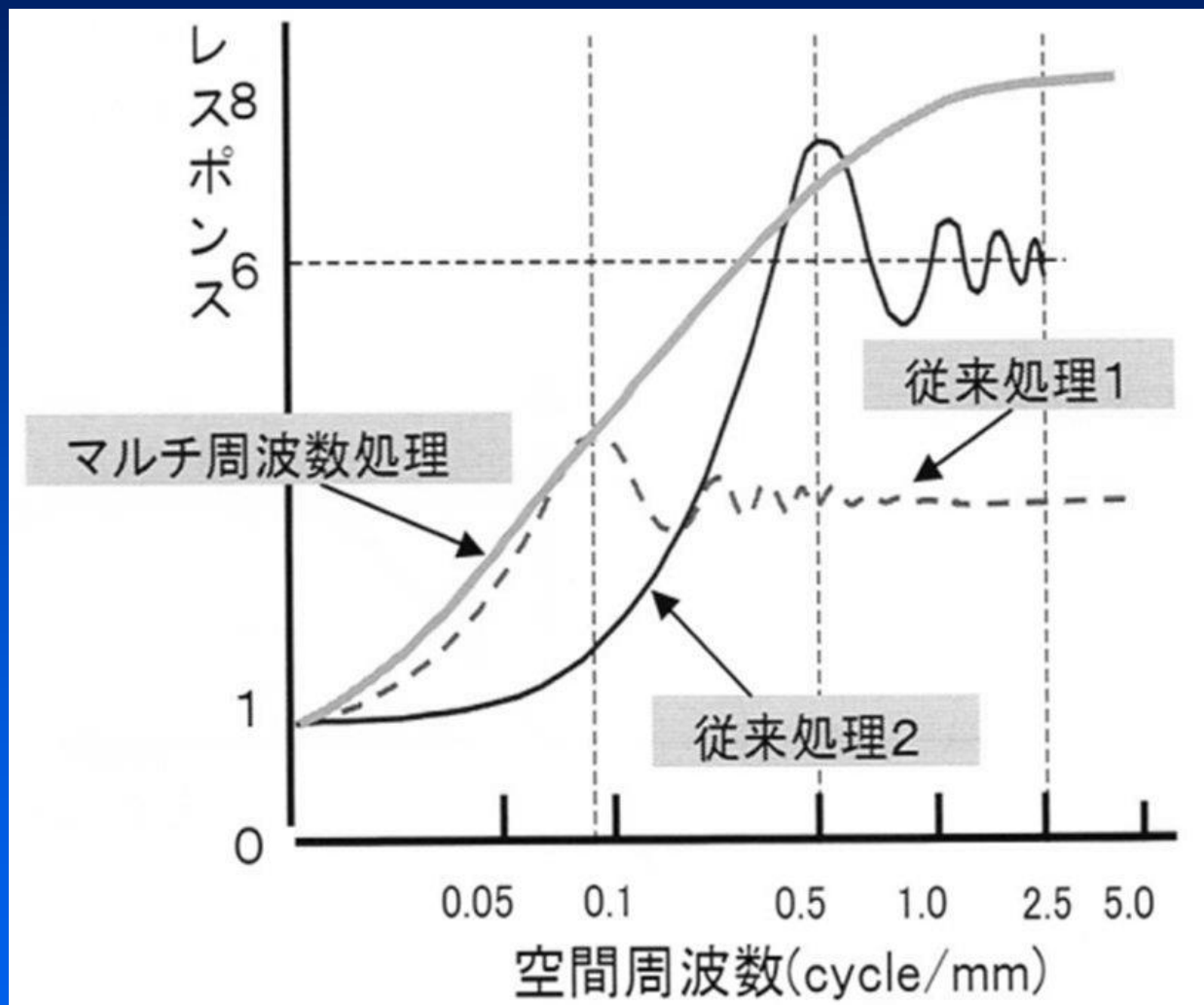


平滑化信号のレスポンス



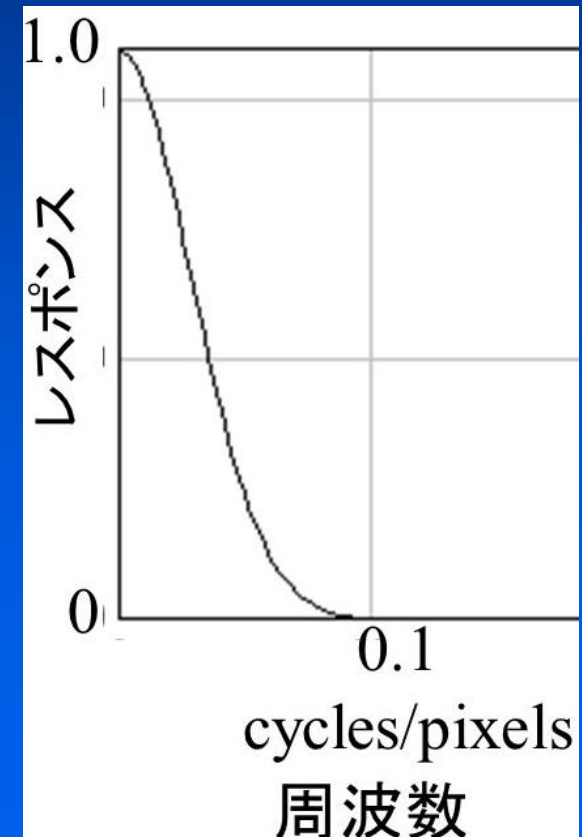
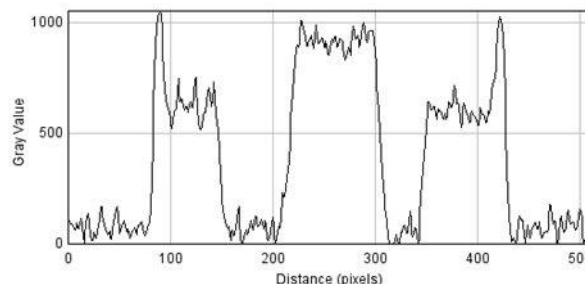
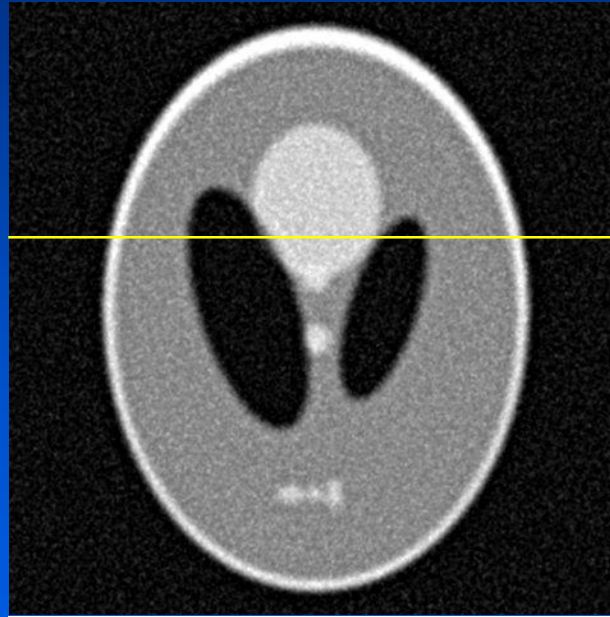
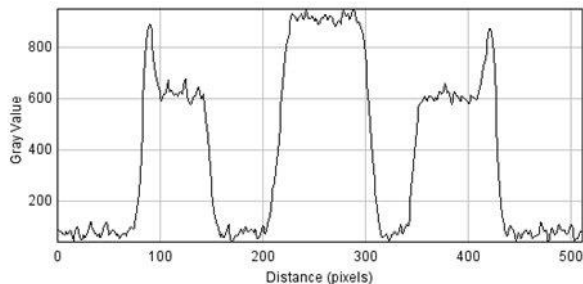
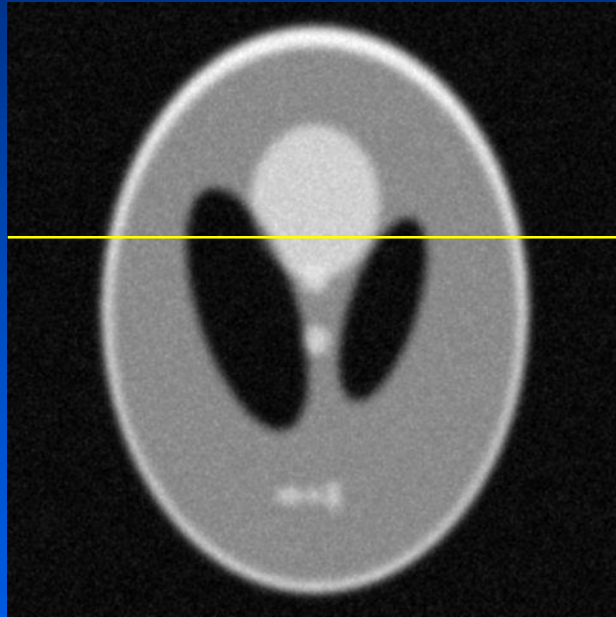
平滑化信号の隣同士の
差分信号のレスポンス

マルチ周波数処理の周波数特性



ボケ補正のための鮮鋭化のまとめ

- 鮮鋭化処理である程度のボケ補正が可能。
- レスポンスが0となるボケ関数の補正は困難。
- 高周波成分のノイズも強調してしまう。

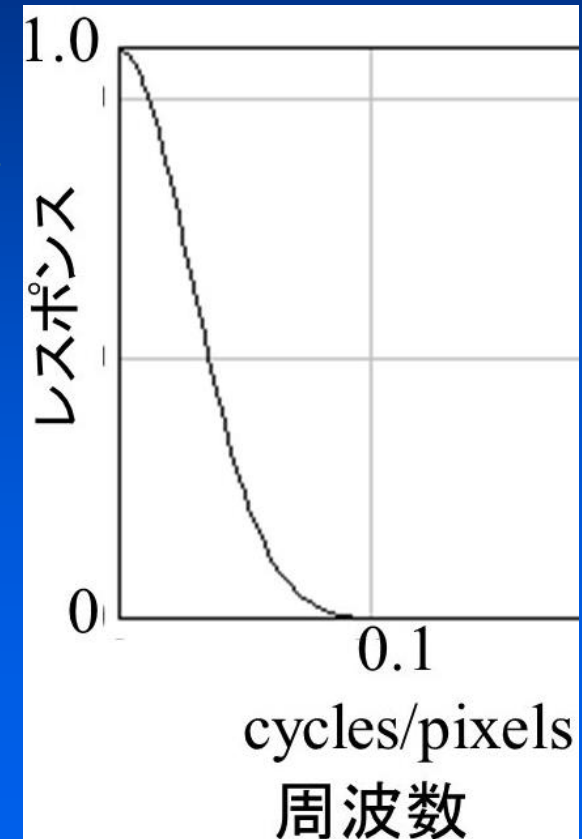
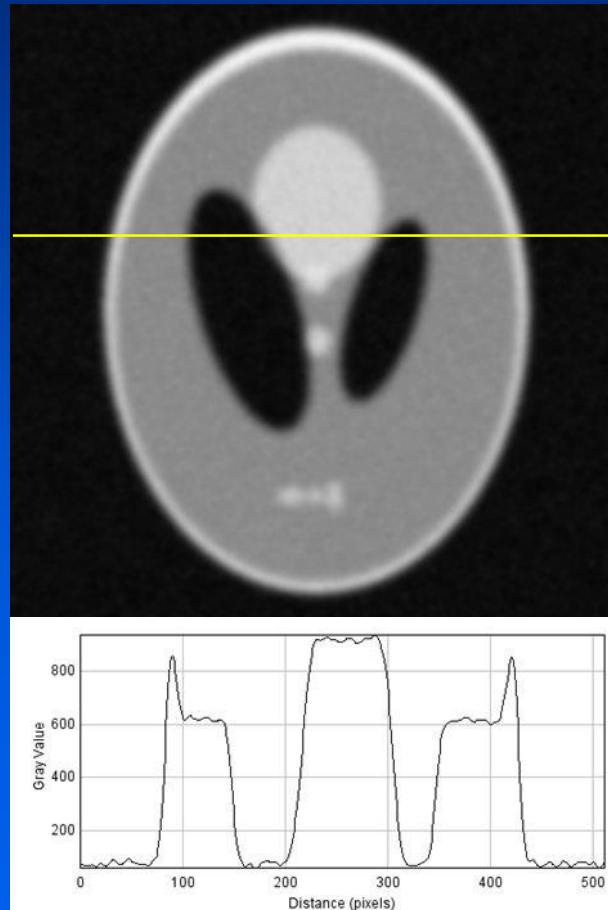
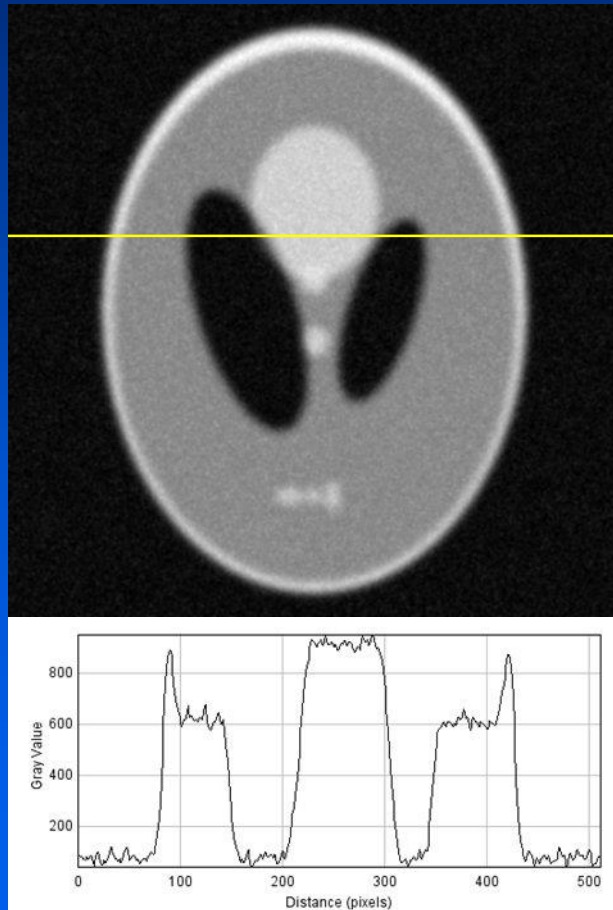


ノイズ低減のための平滑化

- ガウシアンフィルタ
- バターワースフィルタ
- メディアンフィルタ
- 逐次近似フィルタ(TV法)

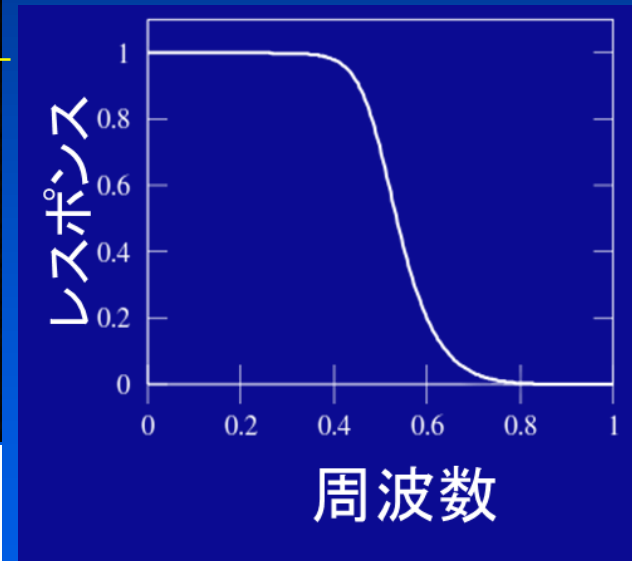
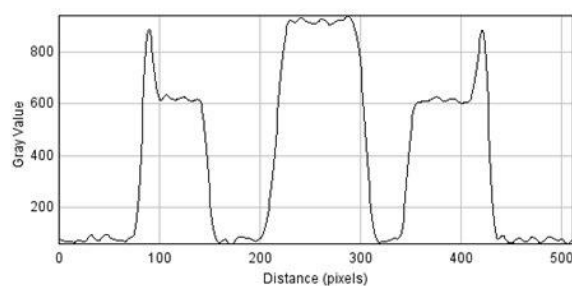
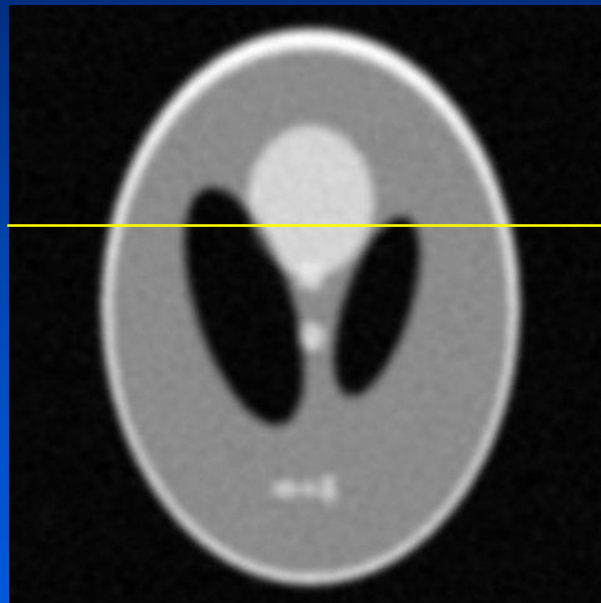
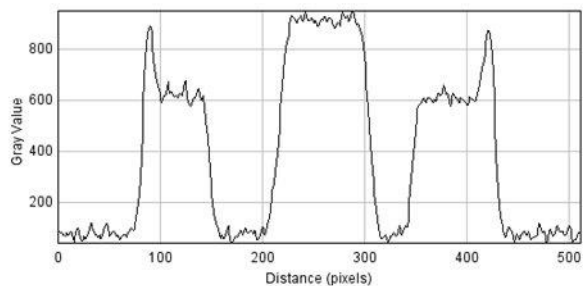
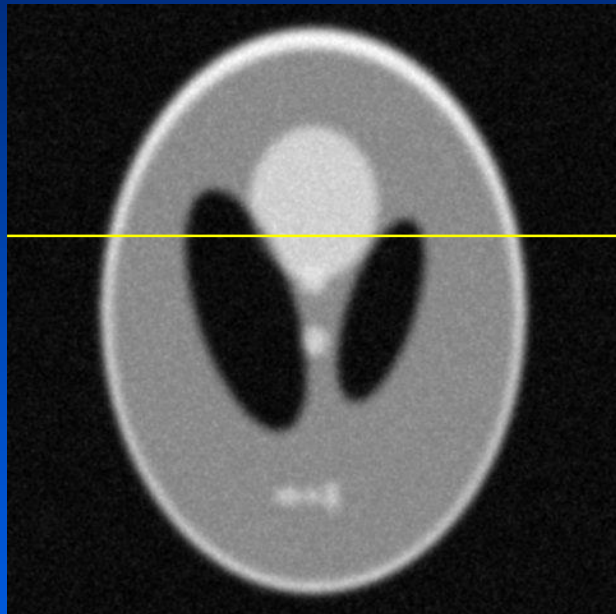
ガウシアンフィルタ

- 代表的な線形の平滑化フィルタのひとつ。
- 実空間、周波数空間いずれもガウス分布状となる。



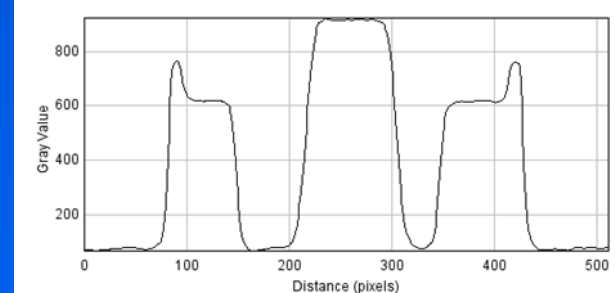
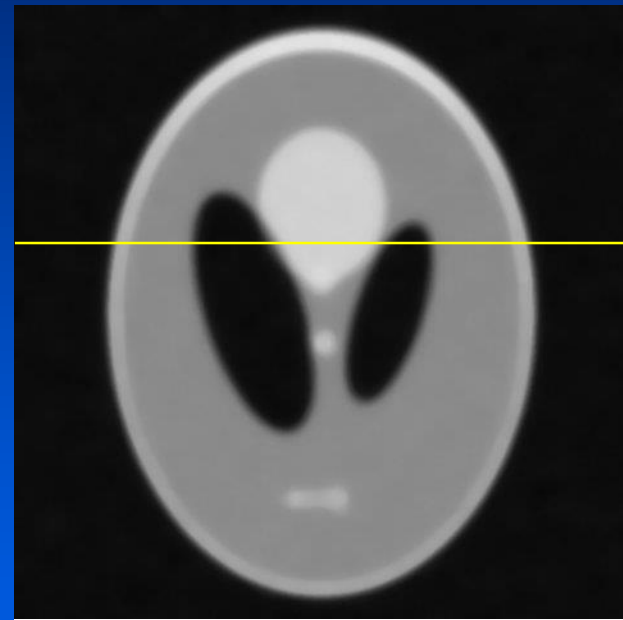
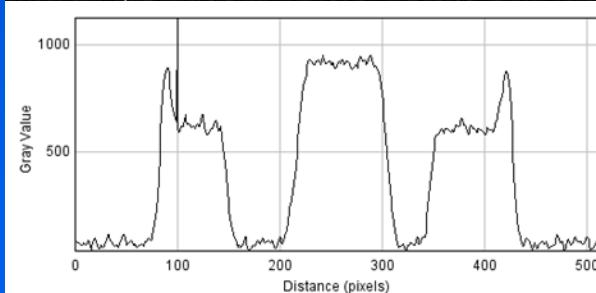
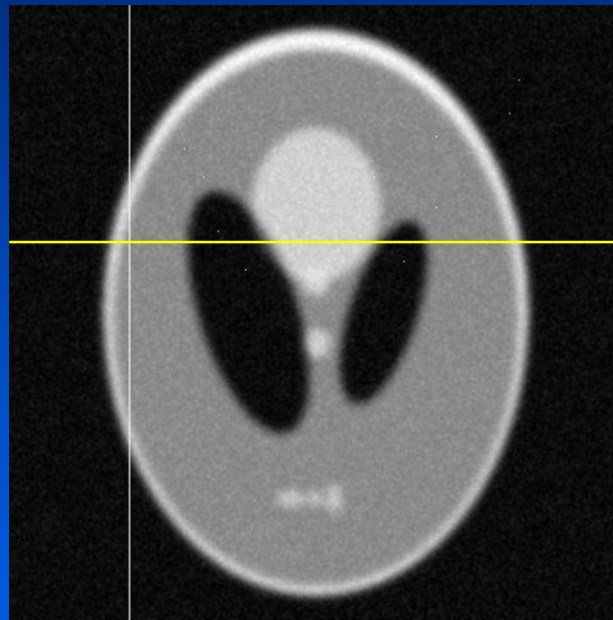
バターワースフィルタ

- 核医学画像再構成の前処理フィルタのひとつ。
- レスポンスカーブの形状を調節しやすい。



メディアンフィルタ

- スパイク状ノイズの除去効果が高い。
- エッジがぼけにくい。
- ランダムノイズとともにテクスチャが失われる。

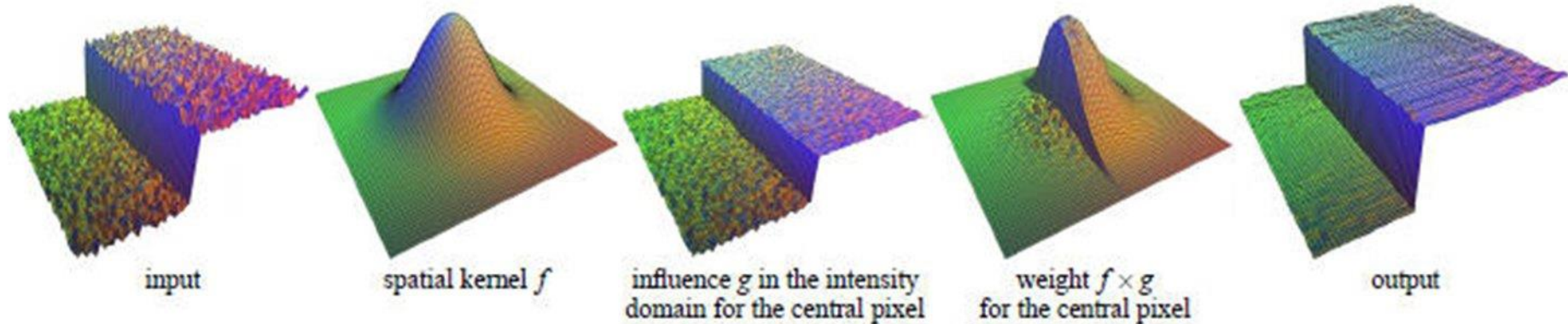


バイラテラルフィルタ

座標に対する
正規分布の重み

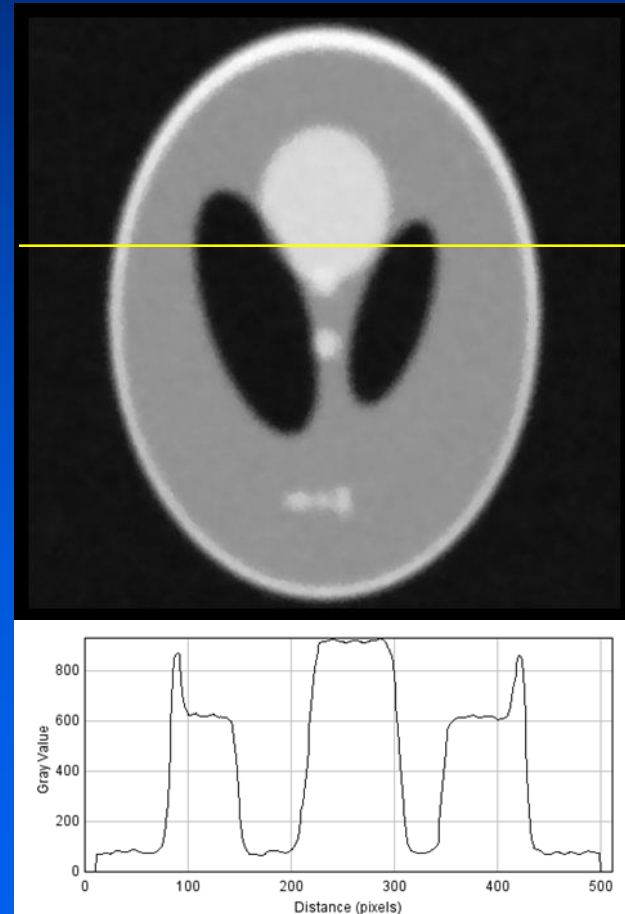
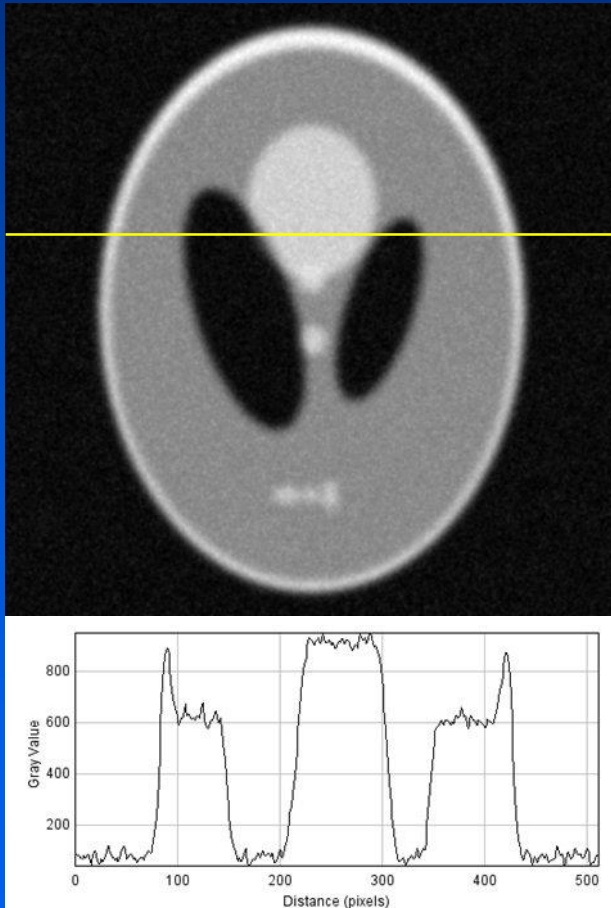
画素値に対する
正規分布の重み

$$g(i, j) = \frac{\sum_{n=-w}^w \sum_{m=-w}^w f(i+m, j+n) \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma_1^2}\right) \exp\left(-\frac{(f(i, j) - f(i+m, j+n))^2}{2\sigma_2^2}\right)}{\sum_{n=-w}^w \sum_{m=-w}^w \exp\left(-\frac{m^2 + n^2}{2\sigma_1^2}\right) \exp\left(-\frac{(f(i, j) - f(i+m, j+n))^2}{2\sigma_2^2}\right)}$$



バイラテラルフィルタ

- 正規分布の重み付きガウシアンフィルタ
- 二つの σ の値が大きすぎるとテクスチャも失われる。



$$g(x,y) = f(x,y) + w|f(x,y) - f_{\sigma}(x,y)|$$

逐次近似フィルタ: TV(total variation)法

第1項: TV値の総和(骨格部=エッジ成分)

TV値 = |全画素の $div(x,y)$ の総和値|

$$div(x,y) = |2-7| + |2-8| + |2-6| + |2-4| \\ + |2-7| + |2-6| + |2-3| + |2-9|$$

	$x=i-1$	i	$i+1$
$y=j+1$	7	8	6
$y=j$	4	2	7
$y=j-1$	6	3	9

画像データ

最小になる u が
復元画像

$$\leftarrow \min_u \left(\int |\nabla u| dx + \frac{1}{2\lambda} \int (u - u_0)^2 dx \right)$$

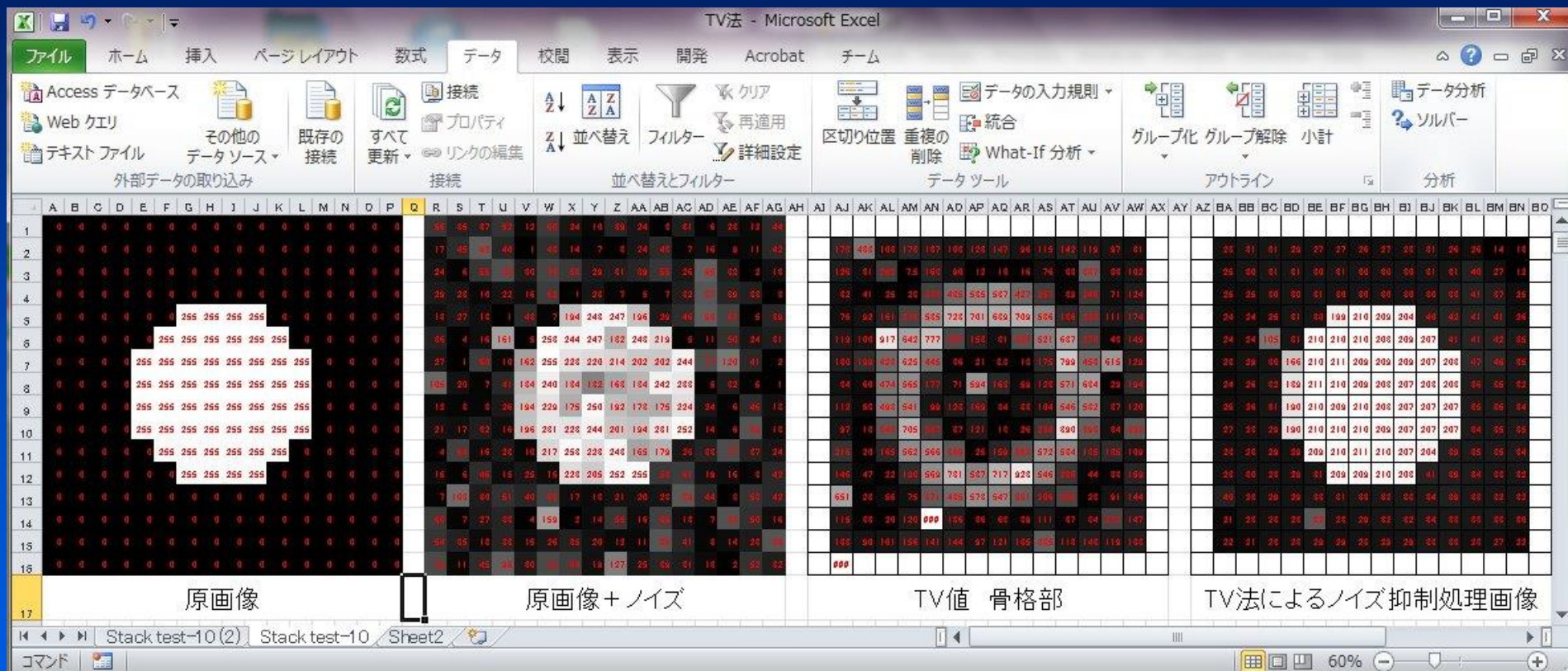
調整パラメータ

u : 復元画像
 u_0 : 原画像

第2項: 原画像との差異の総和(テクスチャ部)
画像の高周波成分 = ノイズと考える。

$$g(x, y) = f(x, y) + w\{f(x, y) - f_v(x, y)\}$$

Excelのソルバー機能によるTV法の処理例

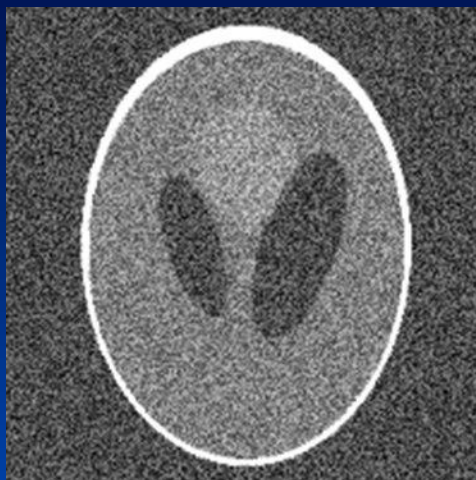


$$g(x,y) = f(x,y) + w|f(x,y) - f_{\sigma}(x,y)|$$

逐次近似フィルタ: TV(total variation)法



原画像



ノイズ加算画像



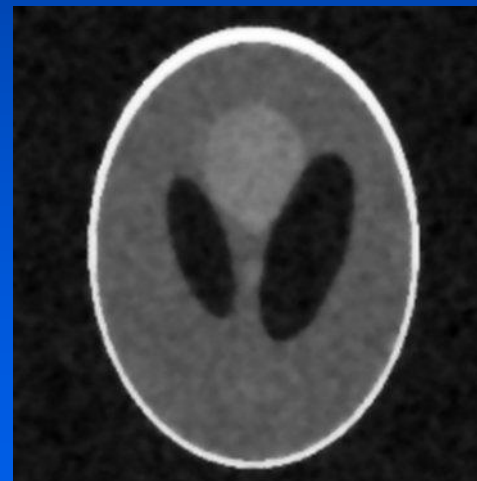
TV法 weight = 0.2



TV法 weight = 0.4



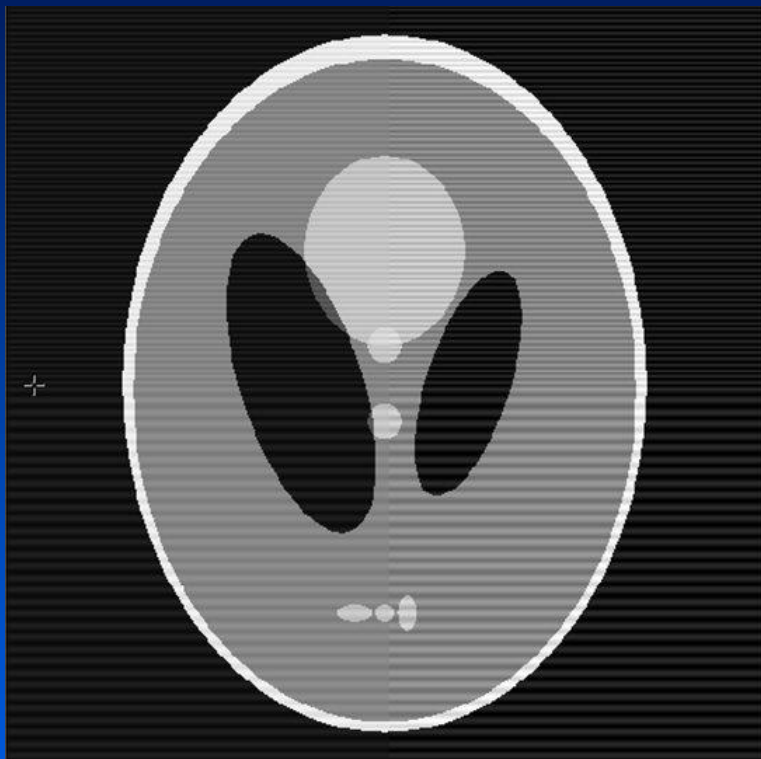
TV法 weight = 0.6



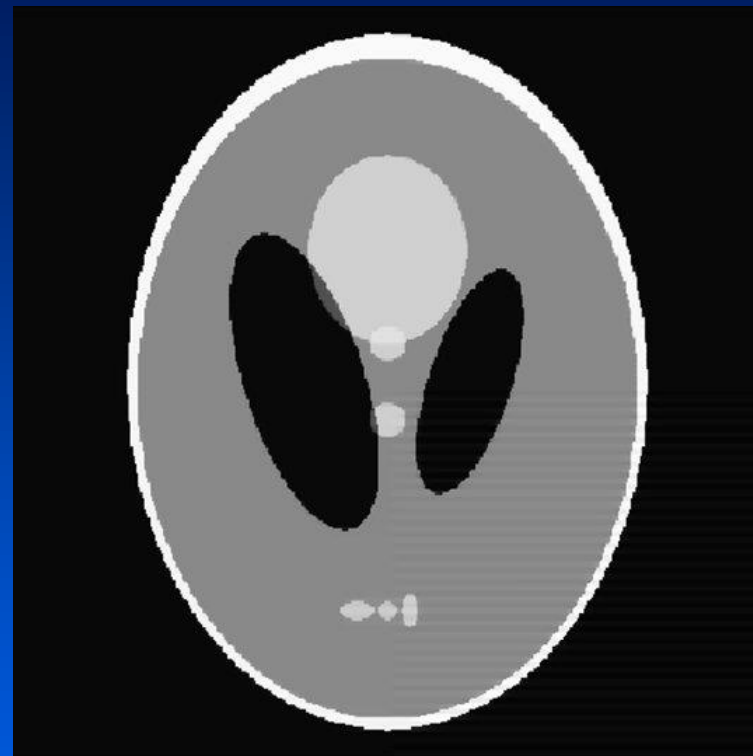
TV法 weight = 0.8

$$g(x,y) = f(x,y) + w|f(x,y) - f_{\sigma}(x,y)|$$

逐次近似フィルタ: TV (total variation) 法



テクスチャを加算した原画像



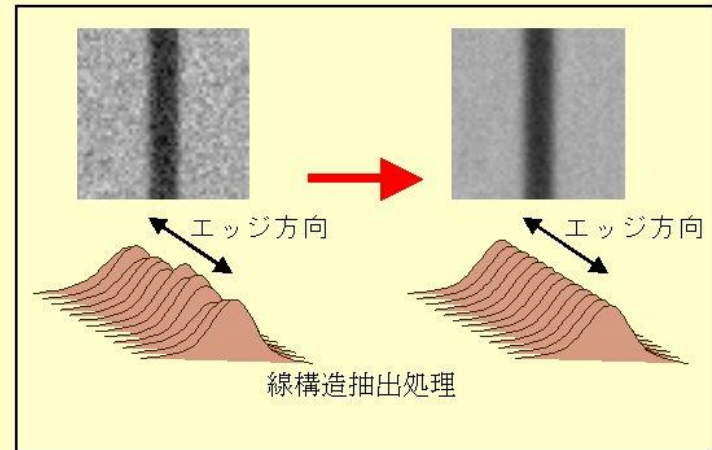
TV法処理画像

逐次近似フィルタ： TV (total variation) 法

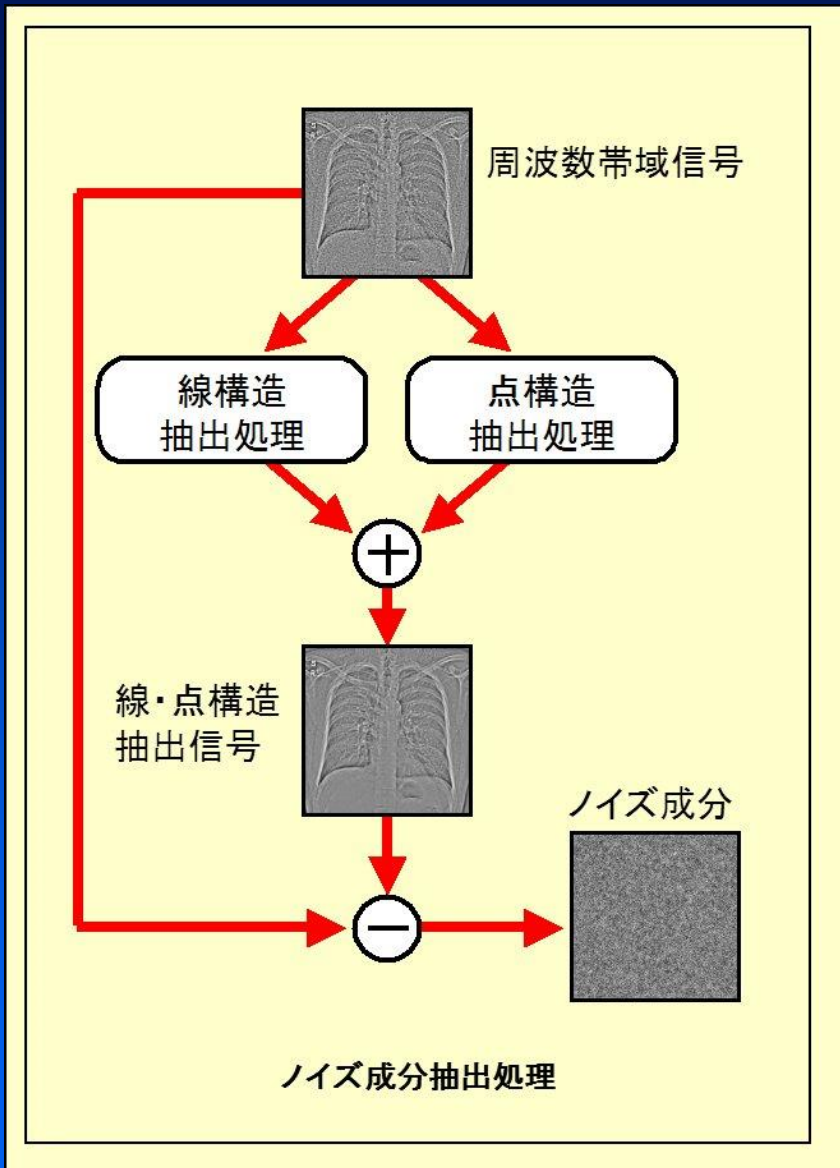
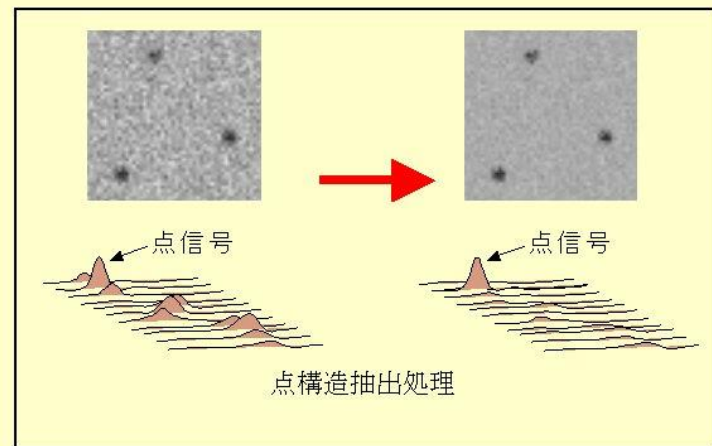
- エッジ保存型の非線形平滑化フィルタ
- 最小化問題の解を求めるために処理時間を要する。
- エッジを除く高周波成分はノイズとして抑制される。
(ランダムノイズとともにテクスチャが失われる。)
- 一般的なTV法では保存される情報がエッジのみ。
医療分野では、線や点構造も保存対象とすべき。
- 保存対象の陰影の大きさを選択できるような改良が望まれる。(wavelet など)

CRのノイズ抑制処理の例

線に沿った方向にボカす。



ある閾値以上の強度がある点信号を残す。



ノイズ低減処理とマルチ周波数処理の関係

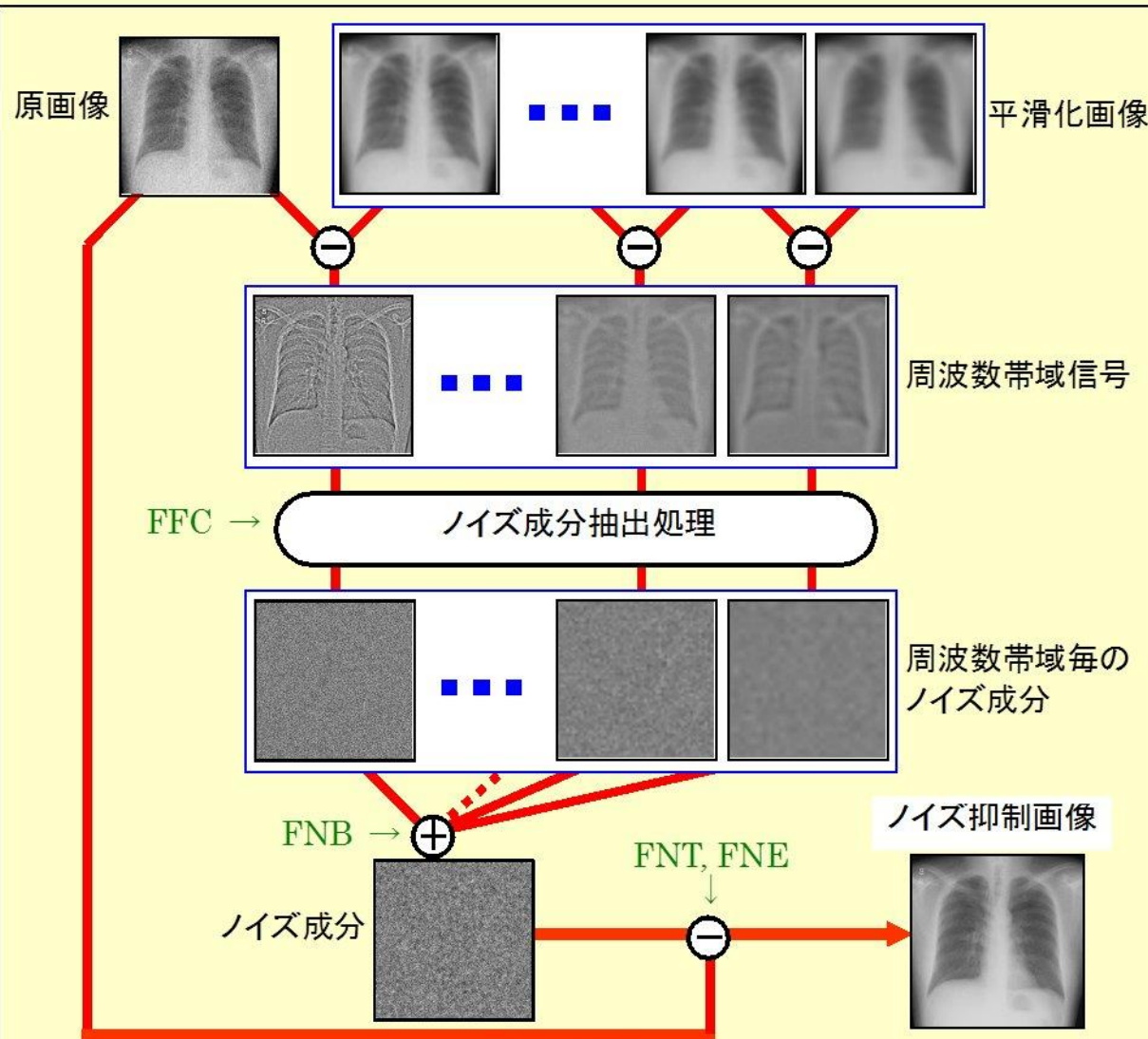


図 1 : FNC の流れ

まとめ

- 画質改善のためのフィルタ処理を中心に解説した。
- 現在注目されている**逐次近似フィルタ(TV法)**は、エッジを保存しながらノイズを低減できるが、**テクスチャの情報も失われることに注意**を要する。
- TV法にはさらに改良の余地がある。将来的には医療分野でも広く用いられる可能性が高い。

ご清聴ありがとうございました。